## (54) ELECTRONIC BLOOD PRESSURE GAUGE

(11) 3-75036 (A) (43) 29.3.1991 (19) JP
(21) Appl. No. 64-210627 (22) 17.8.1989
(71) TERUMO CORP (72) HITOSHI OZAWA
(51) Int. Cl⁵. A61B5/022

PURPOSE: To perform correct blood pressure measurement by providing a gate setting means setting time zones recognizing the Korotkoff sound and noise in turn, based on the pulse wave and a means changing the threshold value.

CONSTITUTION: A gate 81 for Korotkoff sound recognition is formed at the minimum point 80a and the next same level point 80b, based on the pressure signal 80 inputted from a pressure detecting section 18 and converted into a digital value by an A/D converting section 26. The Korotkoff sound is extracted by comparison between the digital Korotkoff sound signal 83 inputted via an A/D converting section 21 by a microphone 51 and the preset threshold value level 82 in the gate 81. Noise is extracted by comparison with the preset threshold value level 82 at the gate exterior 84. If the pulse wave signal is larger than the preset threshold value A in the second-pulse and third-pulse gate 81 of the pulse wave and the noise level of the pulse wave signal is smaller than the threshold value A at the second-pulse and third-pulse gate exterior 84, it is judged as deficient pressurization. If the noise level is larger than the threshold value A at the gate exterior 84, the threshold value is set to B (B>A), and judgment is performed again.
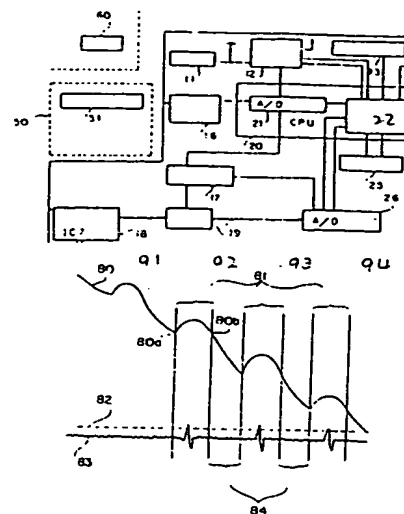
11: charged battery. 12: power control. 13: power switch. 16: filter amplifier. 19: amplifier. 22: controller. 25: external memory. 50: Korotkoff sound detecting section. 51: microphone. 91: first pulse. 92: second pulse. 93: third pulse. 94: fourth pulse

(54) BLOOD PRESSURE MEASURING METHOD

(11) 3-75037 (A) (43) 29.3.1991 (19) JP
(21) Appl. No. 64-212598 (22) 18.8.1989
(71) NEC SAN-EI INSTR CO LTD (72) KENICHI YAMAKOSHI(1)
(51) Int. Cl⁵. A61B5/022

PURPOSE: To correctly measure blood pressure without being affected by the change of the elasticity of the blood vessel of a person under test, by measuring the maximum blood pressure and the minimum blood pressure by the measurement of the time width of each pulse wave of the volume pulse wave changed in response to the change of the cuff pressure.

CONSTITUTION: The driving voltage from a driving circuit 1 is fed to a laser diode 2 of a detector 7, a laser beam is fed into a finger 8 through an elastic thin film 4, and the transmitted light is fed to a photo-sensor 6. A control signal increasing the cuff pressure Pc from the minimum value (e.g. 0mmHg) to the maximum value (e.g., 180mmHg) is generated from a microcomputer 17 and fed to an air pump 9. When the amplitude of the volume pulse wave signal becomes about 0, a control signal decreasing the cuff pressure Pc from the maximum value to the minimum value is generated from the microcomputer 17 and fed to the air pump 9. When the ti/T calculated by the microcomputer 17 becomes minimum, the cuff pressure Pc at this time is counted as the maximum blood pressure Pcs. When the ti/T most nears 1, the cuff pressure Pc at this time is counted as the minimum blood pressure Pcd.
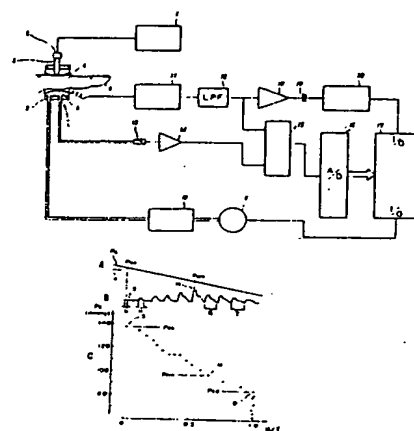

3: optical fiber. 5: pressing cuff. 10: cuff pressure controller. 11: volume pulse wave detecting circuit. 13: pressure sensor. 15: multiplexer. 20: zero cross comparator

(54) ELECTRONIC HEMADYNAMOMETER

(11) 3-75038 (A) (43) 29.3.1991 (19) JP
(21) Appl. No. 64-210628 (22) 17.8.1989
(71) TERUMO CORP (72) HITOSHI OZAWA
(51) Int. Cl⁵. A61B5/022

PURPOSE: To attain the use by a doctor in accordance with the situation by providing a sphygmomanometry mode, cuff pressure display mode and auscultatory gap mode which performs sphygmomanometry.

CONSTITUTION: In a normal measurement mode A, in a pressure reducing process by a fixed speed exhaust valve after pressurization by a rubber ball 44, in the case of detecting generation continuously of two pulses of Korotkoff's(K's) sound, the initial sound thereof is set to the maximum blood pressure, and in the case impossible of detecting the continuous two pulses of the K's sound, the last sound thereof is set to the minimum blood pressure. In a pressure display mode 8, no sphygmomanometry is performed only with a pressure displayed similarly to a mercury hemadynamometer. In an auscultatory gap mode C, determination of the maximum blood pressure is similar to an A mode, but at the time of deciding the minimum blood pressure, in the case impossible of detecting continuously five pulses of K's sound, the last sound thereof is displayed as the minimum blood pressure. In this way, measuring mistake of the minimum blood pressure by the auscultatory gap is prevented. Here a measurement mode selector switch 15 is successively changed in each switch input.
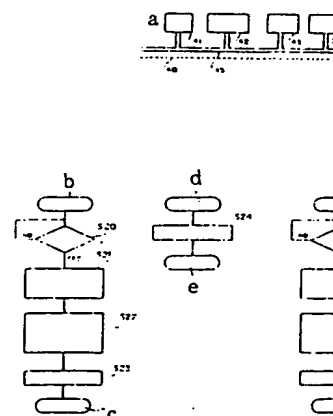
a: pressurizing part. 41: arm band. 43: exhaust valve. b: mode A. c: return. d: mode B. e: return. f: mode C. g: return. S20: Is pressurization ended?. S21: K's sound SYS recognition two pulses continues. S22: K's sound DIA recognition two pulse not appear continuously. S23: blood pressure display. S24: pressure value display. S25: Is pressurization ended?. S26: K's sound SYS recognition 2 pulse continues. S27: K's sound DIA recognition 5 pulse not appear continuously. S28: blood pressure display

明　　細　　書
発明の名称　　　血圧測定方法
特許請求の範囲

　被検体に光を照射してその透過光量を検出する
と共に、上記被検体に加えたカフ圧を検出する検
出手段を備え、

　上記カフ圧を所定最高値から下降させ、それに
応じて検出された上記透過光量信号から分離した
容積脈波信号の各脈波の時間幅 t_i を測定し、

　該測定された脈波の時間幅 t_i を、上記カフ圧
が 0 のときの脈波の時間幅 T で除した値 t_i / T
を算出し、

　該値 t_i / T が、最小に成ったことを検出して、
そのときのカフ圧を最高血圧とすると共に、

　上記値 t_i / T が 1 に成ったことを検出して、
そのときのカフ圧を最低血圧とすることを特徴と
する血圧測定方法。

発明の詳細な説明
（産業上の利用分野）

　本発明は血圧測定方法に関する。

（従来の技術）

　従来の容積振動法による血圧測定では、カフ圧
と血管内圧とが等しく成ったときの振動波形を基
準とすると同時に、それの校正のために求めたオ
シロメトリック法で求めた血圧値をも基準とし、
振動波形から最高血圧、平均血圧及び最低血圧を
自動的に測定するようにしていた。

（発明が解決しようとする課題）

　かかる従来の容積振動法による血圧測定は、被
検者の血管の弾性の変化が、測定された血圧の値
に影響を及ぼすため、その値をその血管の弾性の
変化に応じて補正する必要があった。

　かかる点に鑑み、本発明は被検者の血管の弾性
の変化の影響を受けずして、最高血圧及び最低血
圧を正確に測定することのできる血圧測定方法を
提案しようとするものである。

（課題を解決するための手段及び作用）

　本発明は、被検体に光を照射してその透過光量

—321—

を検出すると共に、被検体に加えたカフ圧を検出する検出手段(7)を備える。そして、カフ圧を所定最高値から下降させ、それに応じて検出された透過光量信号から分離した容積脈波信号の各脈波の時間幅 t_i を測定し、その測定された脈波の時間幅 t_i を、カフ圧が0のときの脈波の時間幅Tで除した値 $t_i／T$ を算出し、その値 $t_i／T$ が、最小に成ったことを検出して、そのときのカフ圧を最高血圧とすると共に、値 $t_i／T$ が1に成ったことを検出して、そのときのカフ圧を最低血圧とするようにしたものである。

〔実施例〕

以下に、第1図を参照して、本発明の実施例を詳細に説明しよう。

(7)は複合検出器を示し、これはレーザダイオード(2)及びフォトセンサ(6)を備え、これらレーザダイオード(2)及びフォトセンサ(6)の間に、人間の手の指(8)が介在せしめられる。又、この指(8)は、光透過性の弾性薄膜(4)及び圧迫用カフ(5)の間に挟持される。(1)は駆動回路で、これよりの駆動電圧が、レーザダイオード(2)に供給されて、これが発光せしめられる。このレーザダイオード(2)からのレーザビームは、オプティカルファイバ(3)の一端に入射せしめられると共に、その他端から出射し、弾性薄膜(3)を通じて、指(8)に入射せしめられ、その透過光がフォトセンサ(6)に入射せしめられる。

(9)はエアポンプで、これよりの空気がカフ圧コントローラ(10)及びパイプを通じて、圧迫用カフ(5)に供給されるように成されている。

又、フォトセンサ(6)からの光検出信号は、例えば、ハイパスフィルタから成る容積脈波検出回路(11)に供給され、これより透過光量信号(直流)に重畳された脈波成分信号(容積脈波に比例する信号であるので、以下、容積脈波信号と称する)が出力され、これがローパスフィルタ(12)、アンプ(18)、コンデンサ(19)を順次に通じて、ゼロクロスコンパレータ(20)に供給される。このゼロクロスコンパレータ(20)からの比較出力は、マイクロコンピュータ(17)のI／Oポートに供給される。

又、ローパスフィルタ(12)の出力がマルチプレクサ(15)に供給される。一方、圧迫用カフ(5)のカフ圧Pcは、圧力センサ(13)によって検出され、その検出出力が、アンプ(14)を通じてマルチプレクサ(15)に供給される。そして、このマルチプレクサ(15)の出力がA／D変換回路(16)に供給されてデジタル信号に変換され、そのデジタル容積脈波信号及びデジタルカフ圧信号がマイクロコンピュータ(17)に供給される。

又、マイクロコンピュータ(17)のI／Oポートからのエアポンプ制御信号が、エアポンプ(9)に供給されて制御される。

さて、アンプ(18)からの容積脈波信号(第2図B及び第3図A参照)が、ゼロクロスコンパレータ(20)に供給される。そして、このゼロクロスコンパレータ(20)の出力(第3図C参照)が、マイクロコンピュータ(17)のI／Oポートに供給されて、容積脈波信号の各脈波の時間幅 t_i (第3図D参照)が、その立ち上がり及び立ち下がりに対応するゼロクロス点(第3図C参照)間の時間を測定することによって検出されると共に、その時間 t_i が、カフ圧Pcがゼロのときの容積脈波信号の脈波の時間幅Tによって割算される。

次に、第2図のフローチャート及び第3図～第5図を参照して、第1図の血圧測定装置のマイクロコンピュータ(17)による演算及び処理について説明する。尚、第3図Aはカフ圧Pcを示し、同図Bは容積脈波信号を示し、同図Cは値 $t_i／T$ に対するカフ圧Pcの関係をプロットしたものである。第4図Aは容積脈波信号を示し、同図Bはゼロクロスコンパレータの出力を示し、同図Cはゼロクロス点を示し、同図Dは容積脈波信号の脈波の時間幅を示す。又、第5図は容積脈波信号の振幅と血圧との関係を示す図である。

マイクロコンピュータ(17)から、カフ圧Pcを最低値(例えば、0mmHg)から最高値(例えば、180mmHg)に向かって上昇させる制御信号を発生して、エアポンプ(9)に供給する(ステップST-1)。

容積脈波信号の振幅が略0に成ったら（このときのカフ圧は最高値より多少低い値である）（ステップST-2）、マイクロコンピュータ(17)から、カフ圧Pcを、第3図A及び第5図の矢印aに示す如く、最高値から（180mmHg）から最低値（0mmHg）に向かって下降させる制御信号を発生して（ステップST-3）、エアポンプ(9)に供給する。

マイクロコンピュータ(17)によって算出されたt₁/Tが最小に成ったら（ステップST-4）、そのときのカフ圧Pcを最高血圧Pcs（第3図A、B、C参照）とする（ステップST-5）。

t₁/Tが1に最接近したら（ステップST-6）、そのときのカフ圧Pcを最低血圧Pcd（第3図A、B、C参照）とする（ステップST-7）。

容積脈波信号の振幅が略0より大きく成ったら（第3図B、C及び第5図参照のS参照）（ステップST-8）、そのときのカフ圧Pcを最高血圧Pcsとする（第5図参照）（ステップST-9）。

容積脈波信号の振幅が最大に成ったら（第3図B、C及び第5図参照のM参照）（ステップST-10）、そのときのカフ圧Pcを平均血圧Pcmとする（第5図参照）（ステップST-11）。

容積脈波信号の振幅がその後に急に低下したら（第5図参照のD'参照）（ステップST-12）、その寸前（第3図B、C及び第5図参照のD参照）のカフ圧Pcを最低血圧Pcdとする（第5図参照）（ステップST-13）。

2種類の最高血圧、即ち、ステップST-5及びステップST-9で得た最高血圧Pcsを比較すると共に、2種類の最低血圧、即ち、ステップST-7及びステップST-13で得た最低血圧Pcdを比較する（ステップST-14）。

尚、平均血圧Pcmは1種類しかないので、比較は行わない。

最終的な最高血圧PCS、最低血圧Pcd及び平均血圧Pcmを出力する（ステップST-15）。

上述の実施例によれば、ステップST-5、7において、カフ圧Pcの変化に対応して変化する容積脈波信号の各脈波の時間幅の測定によって得

られた最高血圧及び最低血圧は、被検者の血管の弾性の変化の影響を殆ど受けないので、従来例に比べてかなり正確と成るが、更に、これらのステップST-5、7による最高血圧及び最低血圧を、ステップST-9、13において、カフ圧の変化に対応して変化する容積脈波の振幅の測定によって得られた最高血圧及び最低血圧と比較することにより、一層正確と成る。

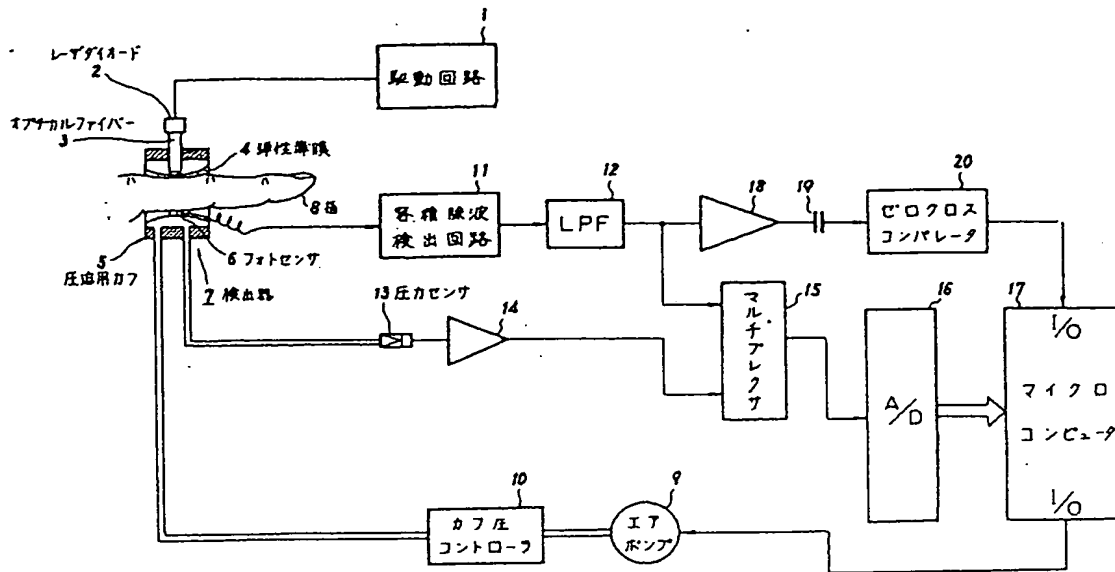尚、平均血圧は、容積脈波の時間幅の測定によっては得られないので、容積脈波の振幅の測定によって得ることに成る。

〔発明の効果〕

上述せる本発明によれば、カフ圧の変化に対応して変化する容積脈波の各脈波の時間幅の測定によって、最高血圧及び最低血圧を測定するので、被検者の血管の弾性の変化の影響を受けずして、最高血圧及び最低血圧を正確に測定することのできる血圧測定方法を得ることができる。
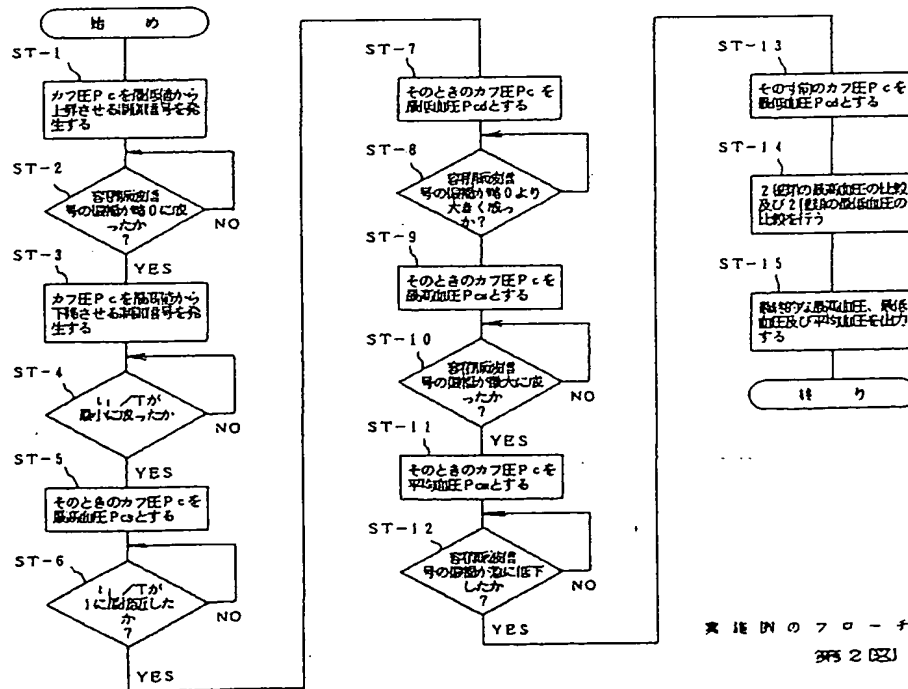
図面の簡単な説明

第1図は本発明の実施例を示すブロック線図、第2図は本発明の実施例のフローチャート、第3図は動作説明図、第4図はタイミングチャート、第5図は容積脈波及び血圧の関係を示す曲線図である。

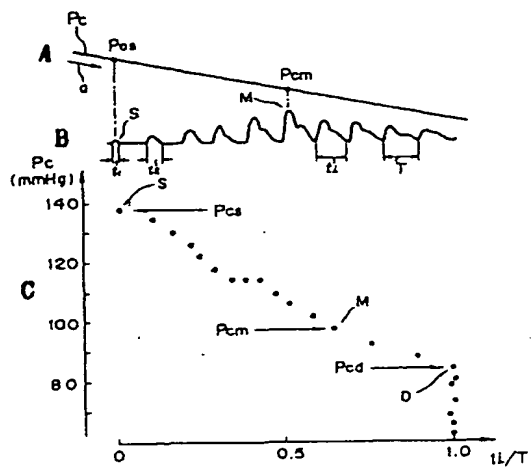(7)は検出器、(9)はエアポンプ、(11)は容積脈波検出回路、(12)はローパスフィルタ、(13)は圧力センサ、(17)はマイクロコンピュータ、(19)はコンデンサ、(20)はゼロクロスコンパレータである。
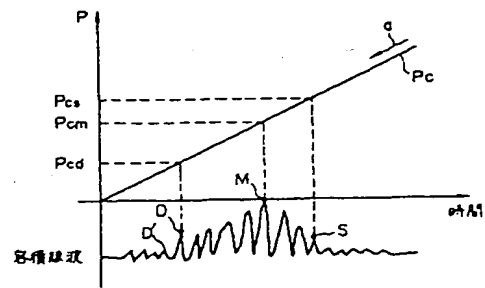
代理人　松陽秀盛

第1図 (実施例) block diagram:

- 1 駆動回路
- レーザダイオード 2
- オプティカルファイバー 3
- 4 弾性薄膜
- 8 板
- 5 圧迫用カフ
- 6 フォトセンサ
- 7 検出孔
- 11 容積脈波検出回路
- 12 LPF
- 18
- 19
- 20 ゼロクロスコンパレータ
- 13 圧力センサ
- 14
- 15 マルチプレクサ
- 16 A/D
- 17 I/O マイクロコンピュータ I/O
- 10 カフ圧コントローラ
- 9 エアポンプ

実施例
第1図

第2図 フローチャート:

始め

ST-1 カフ圧Pcを刻圧迫から上昇させる指示信号を発生する

ST-2 容積脈波信号の振幅が0に戻ったか？ NO

YES

ST-3 カフ圧Pcを脈圧迫から下降させる指示信号を発生する

ST-4 い／Tが最小になったか？ NO

YES

ST-5 そのときのカフ圧Pcを最低血圧Pαとする

ST-6 い／Tが1に回帰したか？ NO

YES

ST-7 そのときのカフ圧Pcを最低血圧Pαとする

ST-8 容積脈波信号の振幅が60より大きくなったか？ NO

ST-9 そのときのカフ圧Pcを最高血圧Pαとする

ST-10 容積脈波信号の振幅が最大に戻ったか？ NO

ST-11 そのときのカフ圧Pcを平均血圧Pαとする YES

ST-12 容積脈波信号の振幅が急に低下したか？ NO

YES

ST-13 その寸前のカフ圧Pcを最低血圧Pαとする

ST-14 2個打の最高血圧の比較及び2個打の最低血圧の比較を行う

ST-15 最終的な最高血圧、最低血圧及び平均血圧を出力する

終り

実施例のフローチャート
第2図

－324－

動作説明図
第 3 図

タイミングチャート
第 4 図

各積脈波及び血圧の関係を示す曲線図
第 5 図

TITLE: Blood Pressure Measuring Method

CLAIM

A blood pressure measuring method characterized by:

providing detecting means for illuminating a test object with light and detecting a transmitted light amount, and detecting a cuff pressure applied to said test object;

decreasing said cuff pressure from a predetermined maximum value, and measuring a period width t_i of each pulse of a volumetric pulse signal separate from said transmitted light amount signal detected in accordance therewith;

calculating a value t_i/T resulting by dividing the period width t_i of said measured pulse with the period width T of the pulse when said cuff pressure is 0;

detecting when said value t_i/T becomes a minimum and taking the cuff pressure at that time as a maximum blood pressure; and

detecting when said value t_i/T becomes 1 and taking the cuff pressure at that time as a minimum blood pressure.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Field of Industrial Application

The present invention relates to a blood pressure measuring method.

Prior Art

With conventional blood pressure measurements due to volumetric vibration methods, the maximum blood pressure, average blood pressure and minimum blood pressure are automatically measured from vibration waveforms while taking as a reference the vibration waveform when the cuff pressure and internal pressure of the blood vessels become equal, and simultaneously taking as a reference the blood pressure value determined by an oscillometric method for correction thereof.

Problems to be Solved by the Invention

Since changes in the elasticity of blood vessels in the test subject affect the measured blood pressure values in the blood pressure measuring methods due to such conventional volumetric vibration methods, it is necessary to correct the values in accordance with such changes in the elasticity of the blood vessels.

In consideration of this point, the present invention proposes a blood pressure measuring method capable of accurately measuring the maximum blood pressure and minimum blood pressure without being affected by changes in elasticity of the blood vessels of the test subject.

Means for Solving the Problems and Functions

The present invention comprises detecting means (7) for illuminating a test object with light and detecting a transmitted light amount, and detecting a cuff pressure applied to said test object.   The method entails decreasing said cuff pressure from a predetermined maximum value, and measuring a period width t_i of each pulse of a volumetric pulse signal separate from said transmitted light amount signal detected in accordance therewith; calculating a value t_i/T resulting by dividing the period width t_i of said measured pulse with the period width T of the pulse when said cuff pressure is 0; detecting when said value t_i/T becomes a minimum and taking the cuff pressure at that time as a maximum blood pressure; and detecting when said value t_i/T becomes 1 and taking the cuff pressure at that time as a minimum blood pressure.

Embodiments

Herebelow, an embodiment of the present invention shall be explained in detail with

reference to Fig. 1.

Reference numeral (7) denotes a composite detector comprising a laser diode (2) and a photosensor (6), such that the finger (8) of the hand of a human is placed between the laser diode (2) and the photosensor (6). Additionally, this finger (8) is held between a transparent elastic thin film (4) and a squeeezing cuff (5). Reference numeral (1) denotes a drive circuit, from which a drive voltage is supplied to the laser diode (2) to make it emit light. The laser beam from this laser diode (2) is made incident on one end of the optical fiber (3) and is emitted from the other end, passes through the elastic thin film (3), is shined on the finger (8), and the transmitted light is incident on the photosensor (6).

Reference numeral (9) is an air pump, and the air from this is supplied through a cuff pressure controller (10) and a pipe to the constricting cuff (5).

Additionally, a light detection signal from the photosensor (6) is supplied to a volumetric pulse detecting circuit (11) composed, for example, from a bypass filter. From there, a pulse component signal (a signal proportional to the volumetric pulse, hereinafter referred to as the volumetric pulse signal) superimposed on a transmitted light amount signal (direct current) is output, and this is passed sequentially through a low-pass filter (12), an amp (18) and a capacitor (19), then supplied to a zero-cross comparator (20). The comparison output from this low-cross comparator is supplied to the I/O port of a microcomputer (17).

Additionally, the output of the low-pass filter (12) is supplied to the multiplexer (15). On the other hand, the cuff pressure P_C of the constricting cuff (5) is detected by the pressure sensor (13), and the detected output is supplied through the amp (14) to the multiplexer (15). Then, the output of this multiplexer (15) is supplied to an A/D converting circuit (16) for conversion to a digital signal, then this digital volumetric pulse signal and digital cuff pressure signal are supplied to the microcomputer (17).

Additionally, an air pump control signal from the I/O port of the microcomputer (17) is supplied to the air pump (9) for control.

The volumetric pulse signal (see Fig. 2B and Fig. 3A) from the amp (18) is supplied to the zero-cross comparator (20). Then, the output (see Fig. 3C) of this zero-cross comparator (20) is supplied to the I/O port of the microcomputer (17), the period widths t_i (see Fig. 3D) of the pulses of the volumetric pulse signal is detected by measuring the time between zero-cross points (see Fig. 3C) corresponding to the rise and fall thereof, and the period t_i is divided by the period width T of the pulse of the volumetric pulse signal when the cuff pressure P_C is zero.

Next, the calculations and procedures of the microcomputer (17) in the blood pressure

measuring device of Fig. 1 shall be explained with reference to the flow chart of Fig. 2 and Figs. 3-5. Fig. 3A shows the cuff pressure P_C, Fig. 3B shows the volumetric pulse signal, and Fig. 3C plots the relationship between the value t_i/T and the cuff pressure P_C. Fig. 4A shows the volumetric pulse signal, Fig. 4B shows the output of the zero-cross comparator, Fig. 4C shows the zero-cross points and Fig. 4D shows the periods of the pulses of the volumetric pulse signal. Additionally, Fig. 5 is a drawing showing the relationship between the amplitude of the volumetric pulse signal and blood pressure.

A control signal for raising the cuff pressure P_C from a minimum value (e.g. 0 mmHg) to a maximum value (e.g. 180 mmHg) is generated by the microcomputer (17), and this is supplied to the air pump (9) (step ST-1).

When the amplitude of the volumetric pulse signal is reduced to about 0 (at this time the cuff pressure is at a value somewhat less than the maximum value) (step ST-2), a control signal for decreasing the cuff pressure P_C from a maximum value (180 mmHg) to a minimum value (0 mmHg) as illustrated by the arrow a in Fig. 3A and Fig. 5 is generated by the microcomputer (17) (step ST-3), and this is supplied to the air pump (9).

When the value of t_i/T calculated by the microcomputer (17) reaches a minimum (step ST-4), the cuff pressure P_C at that time is taken as the minimum blood pressure P_{cd} (see Figs. 3A, B and C) (step ST-7).

When the amplitude of the volumetric pulse signal becomes larger than about 0 (see S in Figs. 3B, 3C and Fig. 5) (step ST-8), the cuff pressure P_C at that time is taken as a maximum blood pressure P_{cs} (see Fig. 5) (step ST-9).

When the amplitude of the volumetric pulse signal reaches a maximum (see M in Figs. 3B, 3C and Fig. 5) (step ST-10), the cuff pressure P_C at that time is taken as the average blood pressure P_{cm} (see Fig. 5) (step ST-11).

When the amplitude of the volumetric pulse signal suddenly drips thereafter (see D' in Fig. 5) (step ST-12), the cuff pressure P_C immediately prior thereto (see D in Figs. 3B, 3C and Fig. 5) is taken as the minimum blood pressure P_{cd} (see Fig. 5) (step ST-13).

The two types of maximum blood pressures, i.e. the maximum blood pressures P_{cs} obtained in step ST-5 and step ST-9 are compared, while also comparing the two types of minimum blood pressures, i.e. the minimum blood pressures P_{cd} obtained in step ST-7 and step ST-13.

Since there is only one type of average blood pressure P_{cm}, this is not compared.

The final maximum blood pressure P_{cs}, minimum blood pressure P_{cd} and average blood

pressure P_{cm} are output (step ST-15).

According to the above embodiment, the maximum blood pressure and minimum blood pressure obtained by measuring the periods of the pulses of the volumetric pulse signals which change in accordance with the changes in the cuff pressure P_C in steps ST-5 and ST-7 are almost unaffected by the changes in elasticity of the blood vessels of the test subject, so that they are much more accurate than those of the conventional example. Furthermore, the maximum blood pressure and minimum blood pressure from these steps ST-5 and ST-7 become even more accurate upon comparison with the maximum blood pressure and minimum blood pressure obtained by measuring the periods of the volumetric pulses which change in accordance with the changes in cuff pressure in steps ST-9 and ST-13.

Since the average blood pressure cannot be obtained from the period widths of the volumetric pulses, it is obtained by measuring the amplitude of the volumetric pulses.

Effects of the Invention

According to the present invention described above, since the maximum blood pressure and minimum blood pressure are measured by measuring the periods of the pulses of the volumetric pulse s which change in accordance with changes in the cuff pressure, it is possible to obtain a blood pressure measuring method capable of accurately measuring the maximum blood pressure and minimum blood pressure without being affected by changes in the elasticity of blood vessels in the test subject.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Fig. 1 is a block line diagram showing an embodiment of the present invention, Fig. 2 is a flow chart of an embodiment of the present invention, Fig. 3 is a diagram explaining the functions, Fig. 4 is a timing chart, and Fig. 5 is a curve diagram showing the relationship between the volumetric pulse and blood pressure.

(7) denotes a detector, (9) denotes an air pump, (11) denotes a volumetric pulse detecting circuit, (12) denotes a low-pass filter, (13) denotes a pressure sensor, (17) denotes a microcomputer, (19) denotes a capacitor and (20) denotes a zero-cross comparator.